

**Vergleichende Untersuchung
zur Wertigkeit von schwarz-weiß und
Medichrome (blau) Röntgenfilm**

Gabriele Sommerfeldt

1975



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546706_0016

Aus der II. Medizinischen Klinik der Universität München
Direktor: Prof. Dr. E. Buchborn

Vergleichende Untersuchung zur Wertigkeit von schwarz-weiß
und Medichrome (blau) Röntgenfilm

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
an der Ludwig Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Gabriele Sommerfeldt
aus
Nagold

München 1975

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. K. Kopetz
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. E. Buchborn
Dekan:	Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 15. 4. 1975



Herrn Prof. Dr. K. Kopetz und Herrn Prof. Dr. E. Buchborn
danke ich für die Berichterstattung.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. Johannes Klemm,
Akademischer Direktor und leitender Arzt der Röntgenab-
teilung der II. Medizinischen Klinik für die Überlassung
dieses Themas als Doktorarbeit und seine großzügige Un-
terstützung und Beratung, die diese Arbeit ermöglichte.

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
1 EINLEITUNG	1
2 PHYSIKALISCHE GRUNDLAGEN DER RÖNTGENOLOGIE	2
2.1 Güte des entstehenden Bildes	2
2.1.1 Die richtige Einstelltechnik	2
2.1.2 Die richtige Belichtung	2
2.2 Die photographische Wirkung von Röntgenstrahlen	9
2.2.1 Die photographische Schicht	9
2.2.2 Die Bildentstehung	10
2.3 Beziehung zwischen der Gradation eines Filmes und seinem Kontrast	13
2.4 Der Kontrast	15
2.4.1 Der objektive Kontrast	15
2.4.2 Der subjektive Kontrast	17
2.5 Physiologisch-optische Vorgänge	19
2.6 Die Unschärfe	21
3 DER MEDICHROME-FILM	24
3.1 Warum Farbfilm - was ist das Ziel	24
3.2 Vergleich der charakteristischen Kurven	25
3.3 Betrachtung und Auswertung des Medichrome-Films	27
3.4 Die Verarbeitung des Medichrome-Films	32

4	EIGENE UNTERSUCHUNGEN	34
4.1	Methodik	34
4.2	Bewertungsschemata	36
4.2.1	Gesamteindruck	36
4.2.2	Auswerteflächen	36
4.2.3	Detailerkennbarkeit	38
4.2.4	Knochenstrukturerkennbarkeit	38
4.2.5	Weichteilerkennbarkeit	39
4.2.6	Körnigkeit	39
4.2.7	Artefakte	39
4.3	Betrachtung und Auswertung	39
4.3.1	Häufigkeit der Filterverstellung	40
4.3.2	Häufigkeit der Helligkeitsverstellung	40
4.4	Vergleich der zur Herstellung der Bildpaare erforderlichen Belichtungsintensität	40
5	ERGEBNISSE	42
5.1	Detailerkennbarkeit	42
5.1.1	Vergleichende Analyse der Detailerkennbar- keit in % bei Knochenaufnahmen	43
5.1.2	Vergleichende Analyse der Detailerkennbar- keit in % bei Weichteilaufnahmen	45
5.2	Häufigkeitsverteilung in Bezug auf Artefakte	46
5.3	Häufigkeitsverteilung in Bezug auf Körnigkeit	47
5.4	Belichtung	47
5.4.1	Häufigkeitsverteilung der Aufnahmespannung	48

5.4.2	Häufigkeit der Belichtungszeiten in msec	48
5.4.3	Häufigkeit der prozentualen Differenz der Belichtungsindices	50
6	DISKUSSION	52
7	ZUSAMMENFASSUNG	60
8	LITERATUR	61
9	LEBENS LAUF	64

1 EINLEITUNG

Dieser Arbeit liegt die Frage nach der tatsächlichen Überlegenheit des Medichrome Films, in Form von echten physikalischen Vorzügen, abgesehen von den ästhetischen, zugrunde.

Im Verlauf der Arbeit wird durch die vergleichende Analyse von 194 Bildpaaren die Überlegenheit des Medichrome Films in Bezug auf seinen Belichtungsspielraum die Detailerkennbarkeit und die Verbesserung seines Informationsgehalts an Knochen und Weichteilaufnahmen gezeigt.

Verursacht wird diese Überlegenheit durch die folgenden Faktoren, die eine Experimentaluntersuchung des Films durch BORIES (16) gezeigt hat:

- 1.) Das monochromatische blaue Farbbild erweitert den Belichtungsspielraum wesentlich.
- 2.) Das Auflösungsvermögen ist dem eines traditionellen Schwarzweiß-Films überlegen.
- 3.) Die Emulsion des Medichrome Films verfügt über einen großen Belichtungsspielraum, der zusätzlich die Herstellung der Aufnahme erleichtert.
- 4.) Die geringe Körnigkeit und die glatte Filmoberfläche erleichtern die Filmanalyse.

Zusätzlich besteht die Möglichkeit der Veränderung des Kontrasts des Bildes, durch Variation der Wellenlänge des Betrachtungslichts, was wiederum zu einer Vergrößerung des Belichtungsspielraums führt.

2 PHYSIKALISCHE GRUNDLAGEN DER ROENTGENOLOGIE

2.1 Güte des entstehenden Bildes

Die wesentlichen Faktoren sind:

1. Das Ausmaß der Bildunschärfe
2. Der Kontrast des Bildes

Ihr zugrunde liegen die richtige Einstelltechnik, die richtige Belichtung und die richtige Verarbeitung.

2.1.1 Die richtige Einstelltechnik, das heißt die Einstellung bzw. Richtung des Nutzstrahlenbündels zum Objekt (Lagerung) und zur Bildauffangebene; sie ist entscheidend für die Projektion des Objekts oder eines Objektteils auf den Film. Sie bestimmt den Maßstab (Vergrößerung, Verkleinerung) und die Verzeichnung der Abbildung (geometrische Unschärfe und Parallaxe).

2.1.2 Die richtige Belichtung. Sie wird durch die Intensität I der auftreffenden Röntgenstrahlen und die Belichtungszeit t als

$$\text{Belichtung} = I \times t$$

bestimmt. Sie ist abhängig von

- 1) der gewählten Spannung
- 2) der Art (Leistung) des Generators
- 3) der Schwächung durch das Objekt
- 4) dem Abstand Focus - Film
- 5) dem verwendeten Material
- 6) der Benützung von Blenden und Rastern

Nur bei richtiger Belichtung kann ein optimales Bild, d. h. ein Bild mit größtmöglichem Informationsgehalt bei möglichst kleiner Dosis, entstehen.

Die Einheit der Belichtung ist das mAs-Produkt. Dieses kann verändert werden durch

1. eine Veränderung der Strahlenintensität (Hart- und Weichstrahltechnik)
2. eine Veränderung der Belichtungszeit.

Eine Verlängerung der Belichtungszeit vergrößert die Bewegungsunschärfe.

3. eine Spannungsveränderung.

Eine Spannungserhöhung im mittleren Spannungsbereich (50 - 80 kV) um 10 kV bedeutet etwa eine Halbierung des mAs-Produkts. Die Erhöhung der Stromstärke ist durch die Belastbarkeit der Röhre begrenzt.

2.1.2.1 Die Detailwiedergabe steigt bei einer bestimmten Spannung mit wachsendem mAs-Produkt schnell an, erreicht ein Maximum und fällt ebenso schnell wieder ab. Erhöht oder erniedrigt man die Spannung, ändert sich die Kurvenform nicht, lediglich der Maximalwert (Absolutbetrag des Maximums) der Detailwiedergabe verschiebt sich, und zwar so, daß er mit steigender Röhrenspannung absinkt. Mit steigendem Röhrenstrom und steigender Belichtungszeit wächst zunächst die Schwärzung rasch an, erreicht ein Maximum (das bei niedriger Röhrenspannung stärker ausgeprägt ist als bei hoher) und sinkt ebenso rasch wieder ab. Die Höhe des Maximums steigt etwa mit der 5. Potenz der Röhrenspannung (Gesetz von Hondius-Boldingh und Biermann). Nach einer Untersuchung von SCHÖBER (5) sinkt demnach der Kontrast linear mit wachsender Röhrenspannung (kV zwischen 40 und 100) ab, wenn auf das gleiche Objekt bezogen wird und die Absorption der Röntgenstrahlen lediglich durch die Dichte des Objekts bestimmt wird.

Der Kontrast steigt linear mit dem log des Produkts aus Röhrenspannung und zugehörigem optimalem mAs-Wert an. Im

allgemeinen ist es also zweckmäßig mit möglichst niedriger Spannung zu arbeiten, da härtere Strahlen eine Herabsetzung des Strahlenreliefs bedingen.

Die Herabsetzung der Spannung ist begrenzt durch die spannungsabhängige Durchdringungsfähigkeit der Röntgenstrahlen. Bei zu niedriger Spannung reicht der abbildende durchdringende Anteil der Strahlung nicht aus für die notwendige Filmschwärzung (sie soll im geraden Teil der Gradationskurve liegen).

Bei einer Erhöhung der Spannung über 100 kV spricht man von Hartstrahltechnik. Die Ausbeute der Röntgenröhre an Röntgenstrahlen steigt mit der höheren Spannung an; außerdem wird die Durchdringungsfähigkeit größer, d. h. die Austrittsdosis wird größer, wodurch die Belichtungszeit verringert werden kann. Das bedeutet eine Herabsetzung der Strahlenbelastung, eine Verminderung der Bewegungsunschärfe und außerdem der gesamten Bildunschärfe.

2.1.2.2 Der Einfluß des Generators auf die Belichtung. Drehstromgeneratoren bei denen annähernd eine Gleichspannung erzielt wird, benötigen die geringste Belichtung. Beim Übergang von einem Zweipulsgenerator auf einen Vierpulsgenerator kann zur Erzielung vergleichbarer Schwärzungen die Belichtung um 20 - 30 % und die Spannung um 6 - 8 % vermindert werden. (4)

Bei Einpulsgeneratoren muß mit relativ langen Belichtungszeiten gearbeitet werden, solange nicht relativ höhere Spannung Ausgleich schafft.

2.1.2.3 Die Schwächung durch das Objekt.

Das Maß in dem Röntgenstrahlen ein Objekt durchstrahlen hängt ab von der Energie der Strahlung einerseits und der Beschaffenheit des Objekts und zwar dessen Dichte, Dicke und Ordnungszahl andererseits.

Die Schwächung geschieht durch zwei verschiedene Vorgänge, nämlich

- Streuung ($\mathfrak{S}$)
- und - Absorption ($\mathfrak{T}$).

Der Absorptionsanteil der Schwächung ist weitgehend abhängig von der Ordnungszahl und der Wellenlänge.

Die Schwächung in Abhängigkeit von der Ordnungszahl, bzw. der effektiven Atomnummer der durchstrahlten Materie wächst mit der dritten Potenz der effektiven Atomnummer an:

$$\mathfrak{T} \sim z_{\text{eff}}^3$$

Der Streuanteil ($\mathfrak{S}$) bleibt bei leichtatomigen Elementen (bis z von 30) nahezu konstant und nimmt bei den schweratomigen proportional mit der Ordnungszahl zu. Das bedeutet, daß bei Weichteilgewebe der Streuanteil eine verhältnismäßig große Rolle spielt, und mit steigender Ordnungszahl der Absorptionsanteil immer mehr ins Gewicht fällt.

Der Absorptionskoeffizient ($\mathfrak{T}$) ist proportional λ^3 , also in hohem Maße wellenlängenabhängig. Der Streukoeffizient ($\mathfrak{S}$) ändert sich nur relativ wenig. Das führt dazu, daß die Gesamtschwächung $\mu = \mathfrak{T} + \mathfrak{S}$ bei weicher Strahlung überwiegend durch Absorption, bei harter Strahlung durch Streuung zustande kommt. Die Grenze zwischen dem Überwiegen des einen oder des anderen hängt entscheidend von der effektiven Atomnummer der schwächenden Schicht ab. Wo die Absorption die Hauptrolle spielt besteht also auch für die Gesamtschwächung eine sehr starke Wellenlängenabhängigkeit.

Schwächung in Abhängigkeit von der Dicke.

Der relative Intensitätsverlust den eine Strahlung beim Durchgang durch eine Schicht erleidet ist der Schichtdicke proportional:

$$- \frac{\Delta I}{I} = \mu \Delta x$$

ΔI - absoluter Intensitätsverlust in der Schicht Δx

I - Intensität der auffallenden Strahlen

$-\frac{\Delta I}{I}$ - relativer Intensitätsverlust

Δx - Schichtdicke

Das Gesetz gilt für homogene Strahlung beim Durchgang durch einheitliches Material. Es gilt sowohl für Absorptions- wie für Streuanteil und besagt, daß gleich dicke Schichten eines einheitlichen Materials die Intensität einer homogenen Strahlung jeweils um den gleichen Prozentsatz verringern. Die Schwächungsunterschiede verschiedener Schichtdicken werden bei härterer Strahlung geringer.

Die Dichte schwächt die Strahlung linear, d. h. bei doppelter Dichte ist die Schwächung doppelt so groß, denn werden zwei Stoffe gleicher Schichtdicke mit gleicher Strahlenqualität durchstrahlt und haben sie die gleiche Atomnummer, aber verschiedene Dichten, so verhalten sich die beiden Schwächungskoeffizienten wie die beiden Dichten:

$$\frac{\mu_1}{\mu_2} = \frac{\rho_1}{\rho_2}$$

Dies gilt auch für $\mathcal{T}$ und $\mathcal{S}$ einzeln.

Aus der Dichte der Gewebe ergibt sich der nur dichtebedingte Schwächungsunterschied der Körpergewebe mit Ausnahme der Knochen und die unterschiedliche Schwächung von Gasen und den fast wasserähnlichen Geweben (Kontrastmitteltechnik).

Der Streuanteil ist im wesentlichen abhängig von

- der Dicke (jeder cm Schicht verwandelt etwa den gleichen Prozentsatz der auftretenden Primärstrahlen in Streustrahlen)
- der Dichte (mit steigender Dichte verringert sich die Streuung)
- der Wellenlänge (kurzwellige Strahlen werden stärker gestreut als langwellige).

2.1.2.4 Abhängigkeit vom Abstand Focus - Film.

Der Focus - Filmabstand macht sich entsprechend des Abstands-
gesetzes bemerkbar, d. h. das mAs-Produkt muß proportional
dem Quadrat des Abstandes variiert werden. Im allgemeinen
soll der Abstand mindestens das fünffache der Objektdicke be-
tragen. Eine Verkleinerung des Abstands führt auch zu einem
wesentlich verkleinerten mAs-Produkt, aber auch zu einer Ver-
größerung der geometrischen Unschärfe. Außerdem wird die
Strahlenbelastung für den Patienten bei einer Vergrößerung
des Abstands geringer. Zudem ist die Möglichkeit der Abstands-
änderung durch die Anwendung von Streustrahlenrastern be-
grenzt.

2.1.2.5 Benutzung von Blenden und Rastern.

Etwa 90 % der Streustrahlen und mehr werden von modernen
Rastern absorbiert. Etwa 25 % der primären Nutzstrahlung
werden ebenfalls absorbiert. (17) Daraus ergibt sich die Er-
höhung der Exposition oder der Spannung. Eine weitere Ver-
minderung der Streustrahlung kann durch optimale Einblendung
erreicht werden.

2.1.2.6 Abhängigkeit vom verwendeten photographischen Ma- terial. (3)

Als Aufnahmematerial werden verwendet

- Filme in Verbindung mit Verstärkerfolien
- Filme ohne Folien
- Röntgenpapier

Die unmittelbare Wirkung der Röntgenstrahlen auf die photographische Schicht wird nur selten benutzt, da deren Absorption in der Bromsilberschicht bei den in der Aufnahmetechnik gebräuchlichen Strahlenqualitäten nur wenige Prozent beträgt, aber nur die resorbierte Strahlung eine Schwärzung bewirkt.

Deshalb benutzt man Verstärkerfolien. Sie besitzen eine Leuchtschicht, meistens Calciumwolframat, die beim Auftreffen der Röntgenstrahlen blauviolett aufleuchtet. Die Verstärkung kommt dadurch zustande, daß die Folien einen höheren Teil der Röntgenstrahlung zu absorbieren vermögen und die photographische Emulsion für das Folienlicht viel empfindlicher ist als für Röntgenstrahlung. Die Güte der Folie wird bestimmt durch

- den Verstärkungsfaktor
- die Unschärfe
- ihre Haltbarkeit

Der Verstärkungsfaktor ist weitgehend abhängig von der Dicke und der Körnigkeit der Leuchtschicht (optische Kristallgröße 5 - 10 μ). Die Verstärkerwirkung der Folien ist spannungsabhängig, d. h. der Verstärkungsfaktor ändert sich mit der Aufnahmespannung (siehe Schwarzschildexponent). Andererseits vergrößern die Faktoren, die den Verstärkungsfaktor erhöhen, die Folienunschärfe und verschlechtern dadurch die Detailerkennbarkeit. Ein wesentlicher Faktor der Folienunschärfe ist die Dicke der Leuchtschicht.

Um mit dem röntgenfotographischen Material gute Röntgenbilder zu erhalten, muß es folgende Forderungen erfüllen:

- hohe Empfindlichkeit gegenüber Röntgenstrahlen oder dem Licht der Verstärkerfolien
- gute Kontraste
- gute Klarheit (geringe Entwicklungsschleier)
- ausreichende Haltbarkeit
- fehlerfreie Beschaffenheit des Materials
- Gleichmäßigkeit dieser Eigenschaften für verschiedene Lieferungen.

2.2 Die photographische Wirkung von Röntgenstrahlen

Röntgenstrahlen üben eine fotochemische Wirkung aus, d. h. sie schwärzen eine photographische Schicht, wodurch die Möglichkeit zur Röntgenfotographie gegeben ist.

2.2.1 Die photographische Schicht:

Sie besteht aus Halogenen, meist Bromsilberkristallen (Körner), die in Gelatine eingebettet sind. Sie haben einen Durchmesser von 0,3 - 2μ . Die Schichtdicke beträgt 15 - 20μ . Die Größe der Bromsilberkörner ist entscheidend für die Empfindlichkeit des photographischen Materials. Je größer die Körner, desto empfindlicher der Film, desto kürzer die Belichtungszeit. Andererseits verschlechtert die ansteigende Korngröße die Zeichenbildschärfe. Die photographische Schicht ist normalerweise nur für Wellenlängen des blauen Lichts oder kurzwelliger Strahlen empfindlich. Durch Zusatz von Sensibilisatoren (z. B. Farbstoffen) ist es gelungen die Empfindlichkeit bis ins infrarote Gebiet ($\lambda = 1200 \text{ m}\mu$) zu verschieben, wodurch die Empfindlichkeit gegenüber bestimmten Wellenlängen nun gesteigert und modifiziert werden kann.

2.2.2 Die Bildentstehung:

Sie verläuft in zwei Phasen

- der Belichtung
- der Entwicklung

Bei der Belichtung lockert der absorbierte Anteil der Strahlung die Bindung des Silbers an das Brom (Entstehung des latenten Bildes). Jedes absorbierte Röntgenquant greift eine Vielzahl von Brom-Silber-Molekülen an. Der Entwicklungsvorgang vollendet die Abspaltung des Silbers proportional zum Ausmaß der Belichtung. Das Silber schlägt sich in der Gelatineschicht nieder, wodurch die Filmschwärzung erzielt wird, während das abgespaltene Brom herausgelöst wird. Das ungespaltene Bromsilber wird durch das Fixiersalz aus der Schicht entfernt. Das entstandene Bild ist ein Negativbild, das bedeutet, daß die Schwärzung dort am stärksten ist, wo die Strahleneinwirkung am größten war.

Die fotochemische Wirkung der Röntgenstrahlen beruht also auf der Schwärzung der photographischen Schicht. Diese ist in bestimmten Grenzen abhängig von

1. der Art und Menge der absorbierten Strahlenmenge
2. der Verwendung von Verstärkerfolien
3. der Gradation des photographischen Materials
4. der Filmverarbeitung

2.2.2.1 Es gilt das Bunsen-Roscoe Gesetz

$$S = f (I \times t)$$

S - Schwärzung

f - Konstante, die sich aus dem Abstand und dem Einfallswinkel der Lichtquelle ergibt

I - Intensität der Strahlung

t - Einwirkungszeit

I und t können verändert werden, wenn das mAs-Produkt gleich bleibt. Das gilt nur für Röntgenstrahlen.

2.2.2.2 Bei Schwärzung durch Lichtstrahlen oder Verwendung von Verstärkerfolien können Intensität und Zeit nicht beliebig variiert werden. Bei geringerer Intensität ist für die gleiche Schwärzung eine größere Belichtungszeit erforderlich als der oberen Formel entspricht. Es gilt das Schwarzschildgesetz

$$S = f (I \times t^p)$$

p - Schwarzschildexponent (Reziprozitätsfaktor) abhängig von der Art und der Emulsion der Folie. Er schwankt zwischen 0,8 und 0,95.

2.2.2.3 Die Gradationskurve liefert den nicht linearen Zusammenhang zwischen der Dosis und der sich dabei ergebenden Schwärzung.

Die Entstehung der Gradationskurve:

- a) Es wird ein schmaler Streifen eines Films belichtet, während der übrige Film abgedeckt ist und die Abdeckung dann stufenweise zurückgezogen wird. Jede Stufe wird jedesmal in der gleichen Zentimetereinheit belichtet. Jeder Streifen erhält ein vielfaches des zuletzt aufgedeckten Filmstreifens. Die Schwärzung wird fotometrisch gemessen. Jeder Schwärzung gehört ein bestimmter Belichtungswert zu (Zeitsensitometrie).
- b) über eine Aluminiumtreppe (Intensitätssensitometrie). Sie ist spannungsabhängig, da die Strahlenqualität das Ausmaß der Absorption beeinflusst. Es sind deshalb nur Sensitometerstreifen vergleichbar, die bei gleicher Spannung hergestellt sind.

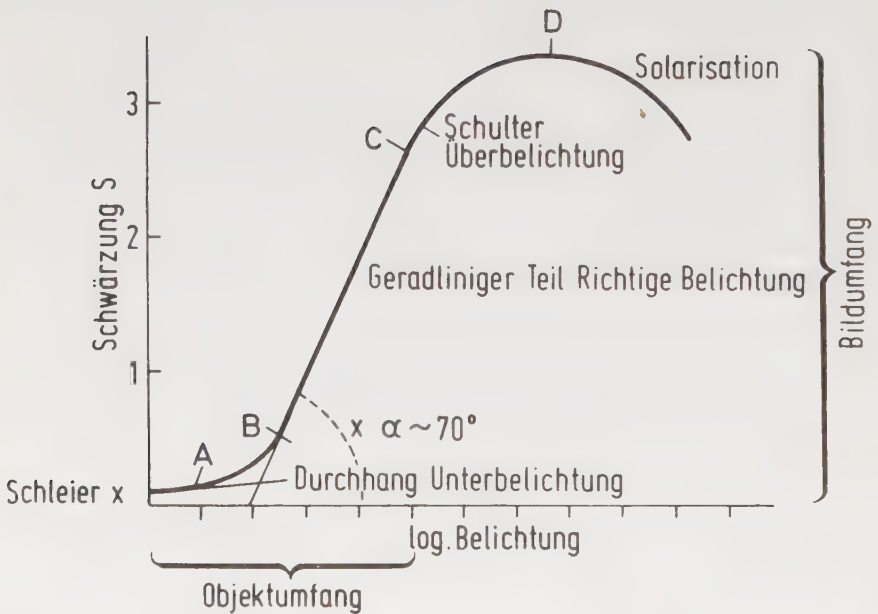


Abb. 1 - Gradationskurve: Beziehung zwischen Dosiskontrast und Schwärzungscontrast.

X - Grund- und Entwicklungsschleier

Er entsteht dadurch, daß auch unbelichtete Silberatome von dem Entwickler in geringem Maße gespalten werden. Er überdeckt das Bild und verschlechtert den Kontrast.

A - Schwellenwert

Mindestbelichtung bei dem eine, den Schleier deutlich überragende Schwärzung zustandekommt.

Durchhang (zwischen A und B)

Die Belichtung erzielt keine ausreichende Schwärzung, das Bild ist unterbelichtet.

Geradliniger Teil (zwischen B und C)

Jedem Belichtungszuwachs entspricht ein Schwärzungszuwachs. Die Steilheit charakterisiert die Kontrastgebung (je steiler desto kontrastreicher, d. h. desto größer die Detailerkennbarkeit). In diesem Bereich liegt die optimale Belichtung.

C - Schulter

Einem Belichtungszuwachs entspricht ein geringerer Schwärzungszuwachs. Die Detailerkennbarkeit ist wesentlich geringer; das Bild ist überbelichtet.

D - Solarisation

Solarisation bedeutet völlige Bildumkehr. Belichtet man noch weiter, neigt sich die Kurve nach unten, die Schwärzung geht zurück. Bei der Entwicklung entsteht ein positives Bild.

2.3 Beziehung zwischen Gradation und Kontrast

Bei gegebener Unschärfe, Körnigkeit und Detailgröße sowie unter Berücksichtigung der übrigen Wahrnehmungsbedingungen wird ein Objektdetail, dessen Belichtungscontrast C_E ausgedrückt sei durch die Formel

$$C_E = \frac{E}{E_U} ,$$

wobei E die Belichtungsgröße hinter dem Detail und E_U die Belichtungsgröße hinter dem Umgebungsfeld bedeutet, um so leichter wahrnehmbar sein, je steiler die Gradation des Films ist. (11)

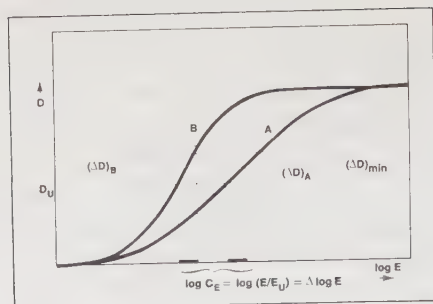


Abb. 1 - Charakteristische Kurven eines Films mit flacher (A) und eines mit steiler (B) Gradation und Schwärzungsunterschiede bei einem Belichtungs- $C_E = \frac{E}{E_U}$ kontrast für beide Filme im Hinblick auf die gleiche Schwärzung des umgebenden Feldes (D_U).

In obiger Abbildung betrachten wir die charakteristischen Kurven eines Filmes von flacher (A) und eines Filmes von steiler (B) Gradation.

Für den Film A wird ein Objektdetail von schwachem Kontrast wegen des geringen Helligkeitsunterschieds seines Bildes nicht wahrnehmbar sein, während bei dem Film B mit steiler Gradation die Wahrscheinlichkeit der Detailwahrnehmbarkeit sehr groß sein wird. Das dürfte logischerweise dazu führen, nur Röntgenfilme mit steiler Gradation zu bevorzugen, wenn nicht andere Faktoren ebenfalls eine Rolle spielen würden.

Bei Röntgenaufnahmen zeigt das Objekt im allgemeinen starke Absorptionsunterschiede. Die Intensität des Röntgenstrahlenbündels hinter dem Objekt kann von einer Stelle zur anderen stark variieren, die bildwichtigen Details können sich über eine breite Zone der Belichtungsskala erstrecken. Es ergibt sich also die Notwendigkeit für objektiv unterschiedliche Dichten entweder einen unterschiedlichen Film oder eine unterschiedliche Belichtung zu verwenden. Um den idealen Film

wählen zu können, müßte man zuvor die Dicke des gesuchten Details und die Dichte des umgebenden Feldes exakt kennen.

Daher wäre es logisch, einen Film mit einem großen Umfang der richtigen Belichtung zu wählen, der dann allerdings von geringer Kontrastgebung wäre. Er würde also die Kontrastgebung soweit herabsetzen, daß ein Teil der Informationen nicht mehr lesbar wäre, weil die Schwärzungsdifferenz unterhalb jener Minimalgrenze läge, die für eine Wahrnehmung erforderlich ist.

Man erkennt sofort das Dilemma: das Problem der Wahl zwischen Kontrast und Belichtungsumfang, denn

- entweder wird man - einen Teil der Informationen des Strahlenbildes verlieren, um eine maximale Lesbarkeit zu gewinnen,
- oder man wird - alle Informationen aufzeichnen können und dabei an Lesbarkeit einbüßen.

Ich möchte in diesem Zusammenhang näher auf den Kontrast eingehen.

2.4 Der Kontrast

2.4.1 Der objektive Kontrast.

Er ist die Abstufung der Schwärzung, die auf der unterschiedlichen Schwächung und Abbildung des entstandenen Strahlenreliefs beruht. Der objektive Kontrast ist gleich der Schwärzungsdifferenz

$$C = S_1 - S_2 .$$

Ein Detail wird unter den gegebenen Bedingungen der Wahrnehmung nur dann wahrgenommen werden, wenn es einen Kontrast C hat. Dieser muß gleich oder höher sein als ein bestimmter

kritischer Wert $C_{\min}$, wobei sich die Definition des Kontrastes aus folgender Formel ergibt:

$$C = \frac{L}{L_u}$$

L - Helligkeit des Details

L_u - Helligkeit des das Detail umgebenden Feldes

Der Kontrast ist also definiert als das Verhältnis der Helligkeit des Details, zur Helligkeit des das Detail umgebenden Feldes.

Er ist abhängig von

- der Röhrenspannung
- dem Röhrenstrom
- der Belichtungszeit, d. h. der richtigen Belichtung bei niedrigerer Spannung, da
 - eine höhere Spannung das Maß der entstehenden Streustrahlen vergrößert
- der Kontrast linear mit wachsender Röhrenspannung sinkt (wenn auf das gleiche Objekt bezogen wird und die Absorption der Röntgenstrahlen lediglich durch die Dichte des einzelnen Objektdetails bestimmt ist) und
- der Kontrast unter gleichen Bedingungen linear mit dem log des Produkts aus Röhrenspannung und zugehörigem optimalem mAs-Wert ansteigt.
- dem Durchmesser des Brennflecks
- dem Abstand zwischen Objekt und Bildebene (geometrische Unschärfe)
- von den Streu- und Absorptionseigenschaften des Objekts und aller Maßnahmen zur Verringerung der Streustrahlen, als da sind
 - niedere Aufnahmespannung
 - Verkleinerung des durchstrahlten Volumens
 - Absorption im Objekt entstandener Streustrahlen

- dem Streustrahlenraster
- von dem verwendeten Filmmaterial (Filme steiler Gradation)
- den Folien
- der Verarbeitung und der Aufnahmetechnik.

2.4.2 Der subjektive Kontrast.

Der objektive Kontrast ist nicht allein entscheidend für die Verwertbarkeit und Detailerkennbarkeit eines Röntgenbildes. Ausschlaggebend ist der subjektive Kontrast. Er ist das Verhältnis der Helligkeit zweier benachbarter geschwärmter Bildstellen im durchscheinenden Licht und hängt ab von

1. dem objektiven Kontrast
2. der Größe, Form und Lage der Bildelemente
3. der Schärfe und dem Grenzkontrast
4. der absoluten Helligkeit des durchscheinenden Lichts
5. dem Untergrund und der Farbe des durchscheinenden Lichts
6. der Umgebungshelligkeit
7. physiologisch-optischen Faktoren (Adaptation und Sehschärfe)
8. psychologischen Faktoren (welches Detail wird gesucht)

2.3.2.1 Das Gesetz $C = L / L_u$ kann man in der Sprache der Photographie ausdrücken, indem man den Begriff des Dichteunterschiedes einführt. Ein groß dimensioniertes Detail, das in einem Röntgenbild enthalten ist, wird erst dann wahrgenommen, wenn seine Dichte einen Unterschied D zur Dichte des umgebenden Feldes D_u hat, der gleich ist oder höher liegt als ein bestimmter Wert $D_{\min}$:

$$D = (D - D_u) \times D_{\min}$$

Die Größe $D_{\min}$ ist keine Konstante. Sie ist nicht allein von den Faktoren wie Detailgröße, Unschärfe, Körnigkeit und weiteren Wahrnehmungsbedingungen abhängig, sondern auch eine Funktion von D_u .

Unter Standardwahrnehmungsbedingungen wächst der geringst wahrnehmbare Dichteunterschied schnell mit der Dichte des Umgebungsfeldes an (aus einer Studie von Kanamori 1966: (18))

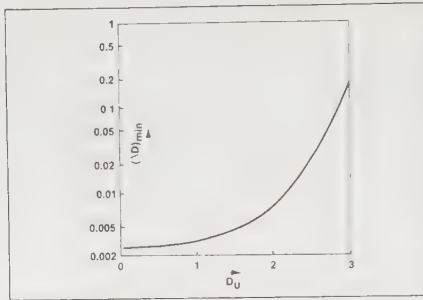


Abb. 2 - Geringst wahrnehmbarer Schwärzungsunterschied $(\Delta D)_{\min}$ in Funktion der Schwärzung des umgebenden Feldes (D_U) unter für die Röntgenfotographie typischen Bedingungen (nach Kanamori).

2.4.2.2 Die Zeichenschärfe

Ein Röntgenbild soll nicht nur möglichst kontrastreich, sondern auch möglichst scharf sein. Dabei müssen beide Forderungen stets gleichzeitig möglichst gut erfüllt sein. Im Extremfall völliger Kontrastlosigkeit nützt die schärfste Zeichnung nichts, im Extremfall völliger Unschärfe (z. B. Bewegungsunschärfe) sind keine hohen Kontraste mehr zu erzielen. Umgekehrt bedeutet eine so scharfe Zeichnung der Konturen von unterschiedlich schwächenden Objektteilen, d. h. also ein scharfes Nebeneinander zweier verschiedener Helligkeiten, für die subjektive Betrachtung eine scheinbare Erhöhung des Kontrastes und zusätzlich lassen starke Kontraste die Konturen schärfer erscheinen. Leider widersprechen sich im allgemeinen die beiden Forderungen und es kommt darauf an, den günstigsten Kompromiss zu schließen.

2.4.2.3 Der Grenzkontrast

Die einzelnen Komponenten eines Bildes beeinflussen sich gegenseitig. So wird ein Bildteil, in dem die Details heller als die Umgebung sind bei gleicher mittlerer Helligkeit heller erscheinen, als wenn sie dunkler als die Umgebung sind, wohingegen ein helles Detail auf dunklerem Grund schmaler als ein gleich breites dunkles auf hellem Grund erscheint. Solche Bildeindrücke werden noch stärker, wenn es sich nicht um schwarz-weiß Filme, sondern um Farbfilme handelt (Bezold Effekt). (14)

2.3.2.5 Eine Gelbunterlage bedeutet eine Erhöhung der Schärfe durch Absorption des Folienlichts, setzt aber die Filmempfindlichkeit herab. Eine deutliche Verbesserung der Detailerkennbarkeit bei Blauunterlage oder der Benützung von gelb, grün oder blau gefärbtem Licht des Lichtkastens ist vor allem bei älteren Personen zu finden. Man erklärt sich diese Beobachtung mit Akkomodationsvorgängen, d. h. der relativen Kurzsichtigkeit im kurzwelligen Licht infolge Chromatischer Aberration. Die Blauunterlage unterdrückt in gewissem Ausmaß das Streulicht des Grundscheilers des Films und hilft dadurch informationsunwichtige Kontraste (Grundscheiler) gegenüber informationswichtigen herabzudrücken.

2.5 Physiologisch-optische Vorgänge

Für die Aufnahmefähigkeit ist die Zahl der Rezeptoren verantwortlich. Jedes Netzhautorgan kann in der Sekunde bis zu 50 Informationen aufnehmen (= 40 000 000 Einzelinformationen/sec). Das wird vom Gehirn nur teilweise ausgenutzt, d. h. ins Bewußtsein gelangen nur die Informationen, die sich wegen ihres hohen Kontrasts zur Umgebung, ihrer Größe

oder aus psychologischen Gründen besonders hervorheben.

In den bildwichtigen Abschnitten der Röntgenaufnahme kommen nun aber diagnosewichtige Details von sehr unterschiedlicher Größe vor, die von einigen Zentimetern Durchmesser bis zu Feinstrukturen reichen, die mit den derzeitigen Aufzeichnungsmethoden gerade noch darstellbar sind. Auch der Kontrast dieser Strukturen reicht von der Erkennbarkeitsgrenze bis zu ausgesprochen hohen Werten. Er kommt dabei in sehr unterschiedlichen Schwärzungs- bzw. Helligkeitsbereichen vor.

Dazu einige Beispiele:

- 1.) Der erzeugte Kontrast ist zu niedrig, um vom Betrachter wahrgenommen zu werden (das beste Mittel den Kontrast zu steigern ist, abgesehen von einer niederen Aufnahmepannung, eine weitestmögliche Verringerung des Streustrahlenanteils, denn eine zu steile Gradation engt den darstellbaren Objektumfang unnötig ein und läßt deshalb Nebenbefunde viel schwerer sichtbar werden als auf Aufnahmen, die einengrößeren Objektumfang haben).
- 2.) Der Kontrast ist zu hoch und läßt für den Betrachter die für die Diagnose wichtigen Übergänge verschwinden (davon werden besonders Randpartien betroffen und Übergänge, z. B. zwischen Knochen und Weichteilen. Hier werden vor allem bei extrem hohen Kontrasten die in den Übergängen vorhandenen Detailkontraste nicht mehr wahrnehmbar).
- 3.) Der Bildumfang ist so groß, daß er bei der Betrachtung zu einem Leuchtdichteverhältnis führt, das in einem Gesichtsfeld vom Auge nicht mehr erfaßt werden kann (das menschliche Auge ist im gleichen Adaptationszustand lediglich in der Lage einen Leuchtdichtebereich im Ver-

hältnis 1:30 zu übersehen bzw. darin Leuchtdichteunterschiede wahrzunehmen. Wird dieses Verhältnis überschritten so können vor allem in den dunklen Bereichen liegende Leuchtdichteunterschiede nicht mehr erkannt werden.

- 4.) Die Abbildung geschieht in einem entsprechend der Gradationskurve des Films ungünstigen Schwärzungsbereich (unterer Durchhang) und stellt damit die diagnosewichtigen Details nicht optimal dar. (Es ist bekannt, daß knapp belichtete Aufnahmen oder solche, die nicht ausentwickelt sind, kontrastarm sind, denn im unteren Durchhang werden die gleichen Detailkontraste mit geringerem Schwärzungskontrast wiedergegeben als im geradlinigen Teil der Gradationskurve). Hierzu kommt die gegenseitige Beeinflussung der einzelnen Bildkomponenten durch den Grenzkontrast, wie er oben beschrieben wurde.

Aus all dem folgt, daß ein harmonisches Bild erstrebenswert ist, in dem große Kontraste gedämpft, kleine verstärkt werden.

In diesem Zusammenhang möchte ich noch kurz auf die Unschärfe eingehen.

2.6 Die Unschärfe

Ihr wesentlicher Nachteil zeigt sich bei der Abbildung feiner Einzelheiten, die nur einen geringen Kontrast hervorrufen, d. h. er zeigt sich dem Auge nicht, da infolge von Überlappung der beiderseitigen Randkonturen bei geringen Helligkeitsunterschieden diese Einzelheiten nicht vom Auge differenziert werden können. Das unscharfe Bild läßt also, obwohl man es ihm nicht ansieht, erst größere Einzelheiten erkennen.

Die Unschärfe kommt zustande durch:

1. die geometrische Unschärfe
2. die Bewegungsunschärfe
3. die innere Unschärfe (Film und Folienunschärfe)
4. die Streustrahlenunschärfe

2.4.1 Die räumliche Ausdehnung des Focus bedingt, daß die Grenzen der unterschiedlichen Schwärzungen bzw. Strahlenintensitäten nicht scharf erscheinen, sondern eine gewisse räumliche Ausdehnung haben als Folge der sogenannten Halbschattenbildung. Die geometrische Unschärfe ist definiert:

$$\text{Focusdurchmesser} \times \frac{\text{Objekt-Film-Abstand}}{\text{Focus-Objekt-Abstand}}$$

Das Bild wird um so schärfer,

- je kleiner der Durchmesser der Lichtquelle (also der Focus) ist
- je näher das Objekt an der Bildebene ist
- je ferner die Strahlenquelle ist.

2.4.2 Sie ist eine Folge der Bewegung des Objekts, der Strahlenquelle oder des Films. Sie wird vermindert durch

- Ausschalten der Willkürbewegung (gute Lagerung, Atemanhalten usw.)
- Verkürzung der Belichtungszeit. Das ist die einzige Möglichkeit die Abbildung der unwillkürlichen Bewegungen zu verringern.
- Fixierung der Röhre
- Fixierung des Films und der Kasette

2.4.3 Sie kommt zustande durch Eigenschaften

- des Films (Korngröße und Anordnung)
- der Verstärkerfolie (Dicke der Leuchtschicht, Korngröße und Anordnung)

Sie wird vermindert durch

- feinkörnige Filme
- folienlose Filme
- Feinstrukturfolien
- Feinkornentwickler

2.4.4 Die Streustrahlung entsteht überall dort, wo Röntgenstrahlen Materie durchdringen. Sie ist abhängig von der Dicke und dem Material des durchstrahlten Objekts. Sie ist größer bei höherer Spannung. Streustrahlung filmnaher Objektteile verursacht eine zusätzliche Unschärfe während filmfern entstehende Streustrahlen eine Verschleierung verursachen. Daraus entsteht eine Kontrastverminderung.

2.4.5 Gesamtunschärfe

Ist eine der Teilunschärfen größer als die andere, so ist die gesamte Unschärfe etwa gleich der größten Teilunschärfe. Die Gesamtunschärfe bei ungefähr gleich großen Teilunschärfen ist etwa 30 % größer als die mittlere Teilunschärfe (nicht gleich der Summe).

3. DER MEDICHROME-FILM (10, (11) 12)

Der Medichrome-Film ist ein neuer Röntgenfilmtyp für ein blaues Farbbild. Durch Farbentwicklung einer Silberhalogenidemulsion, die einen hyposochromen Farbkuppler für blaugrün enthält, entsteht ein monochromes blaues Bild. Aus der Farbentwicklung resultiert der Vorteil einer geringeren Körnigkeit und dementsprechend einer geringeren Lichtstreuung im Film, da das Licht vom Farbkorn absorbiert und nicht gestreut wird. Die Körnigkeitsstruktur entspricht etwa der eines empfindlichen Materialprüffilms wie des Strukturix D 7 von Agfa Gevaert. Eine Verlängerung der Belichtungszeit führt zu einem stärker wahrnehmbaren Korn, im Gegensatz zum Materialprüffilm wird der Kontrast jedoch nicht verbessert.

3.1 Warum Farbfilm - was ist das Ziel?

Das Ziel ist:

- Ein Film mit möglichst großem Belichtungsumfang und dennoch guter Kontrastgebung, also genügend großer Schwärzungsdifferenz.
- Die Lösung des Dilemmas zwischen Kontrast und Belichtungsumfang.

Warum Farbfilm?

Der Farbfilm bietet den Vorteil der geringen Körnigkeit. Er bietet die Möglichkeit nachträglich den Kontrast zu variieren, durch Betrachtung mit variablen Farbspektren. Das heißt seine Wahrnehmbarkeitskurve ist veränderlich. Daraus folgt: seine Gesamtwahrnehmbarkeit ist größer.

3.2 Vergleich der charakteristischen Kurven:

Stellt man die charakteristischen Kurven z. B. des Curix-Rp-Films und des Medichrome-Films gegeneinander, so sieht man, daß der geradlinige Teil der Medichrome-Filmkurve länger ist als der der Rp-Filmkurve. Das bedeutet daß der darstellbare Objektumfang beim Medichrome-Film größer sein muß, da das Auge selbst bei normaler Schaukastenbetrachtung in diesem hohen Schwärzungsbereich ($s = 3$) noch Kontraste zu erkennen vermag.

Dazu kommt, daß die Kurve im Ganzen flacher verläuft, daß der Medichrome-Film also einen flacheren Kontrastgradienten besitzt.

Das Gamma eines Röntgenfilms wird zwischen $s = 0,5$ und $s = 1,5$ berechnet. In diesem Bereich hat der Medichrome-Film ein Gamma von 2,7 gegenüber einem Gamma von 3,7 beim Rp-Film. Unterhalb von $s = 0,5$ dagegen ist der Medichrome-Film eher steiler als der Rp-Film.

Das bedeutet, daß sich geringe Strahlenkontraste in niedrigen Schwärzungsbereichen mit mindestens ebenso hohem Kontrast darstellen lassen wie auf dem Rp-Film. Es bedeutet aber auch, daß der Medichrome-Film Streustrahlen-empfindlich sein muß, da sich die kontrastmindernde Wirkung der Streustrahlen bekanntlich besonders im Bereich geringer Schwärzung bemerkbar macht.

Diese beiden Punkte, erstens der etwas geringere Kontrast und zweitens die Tatsache, daß ein größerer Schwärzungsbereich übersehen werden kann, führen dazu, daß der Medichrome-Film einen größeren Belichtungsspielraum haben muß.

Aus diesen beiden charakteristischen Kurven geht zusätzlich hervor, daß der Medichrome-Film weniger empfindlich sein muß, als der Rp-Film.

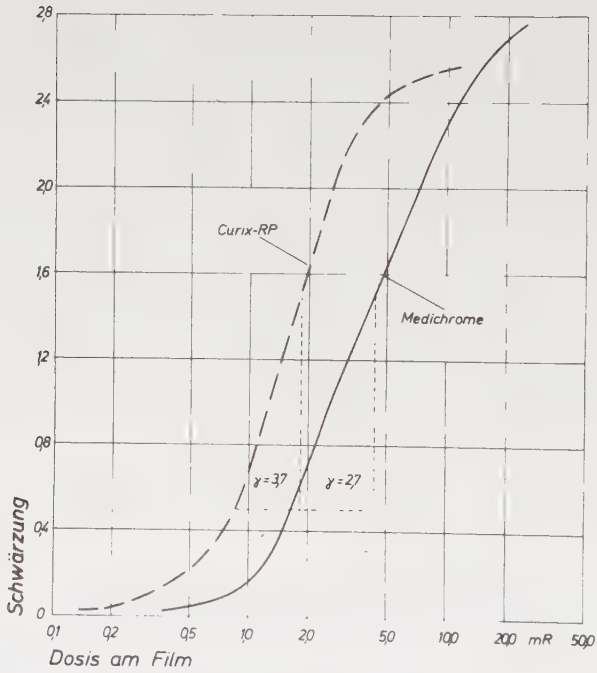


Abb. 3 - Vergleich der charakteristischen Kurven zwischen Curix-Rp- und Medichrome-Film.

3.3 Betrachtung und Auswertung des Medichrome-Films

3.3.1 Die Betrachtung und Auswertung des Films erfolgt mit einem neuen System von Betrachtungskästen, die dadurch gekennzeichnet sind, daß die Betrachtung mit unterschiedlichen Helligkeitsstufen von Weißlicht wie auch von unterschiedlichem Farblicht zwischen weiß über gelb zu orange möglich ist. Bei Betrachtung vor einem Lichtkasten mit weißem Licht kann die automatische Variation des Farbspektrums durch die Verwendung von Farbfiltern ersetzt werden.

3.3.2 Durch die Betrachtung mit Licht verschiedener spektraler Zusammensetzung und durch den Einsatz eines monochromatischen Films, ergibt sich nun die Möglichkeit, Kontrasteindruck und Bildumfang zu variieren, was einen deutlichen Informationsgewinn bedingt gleichzeitig mit einer deutlichen Verbreiterung des Objektumfangs und der Möglichkeit der gleichzeitigen Darstellung von Objekten unterschiedlicher Dichte.

3.3.3 Das bei der Entwicklung erhaltene blaue Bild kann durch die spektralen Absortionskurven beschrieben werden. Diese werden für die verschiedenen Dichtestufen im Bild auf der nächsten Seite wiedergegeben.

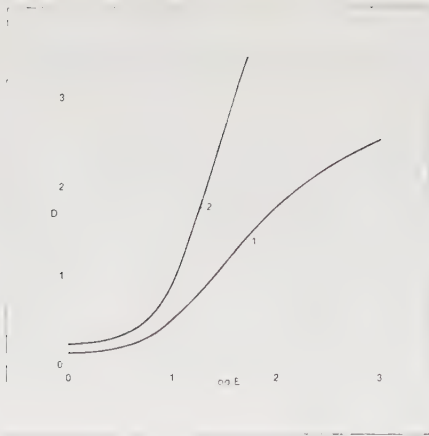


Abb. 4 - Charakteristische Kurven des Medichrome-Films bei weißem (1) und bei orangefarbigem (2) Licht oder mit einem Oranfilter.

Die in der obigen Abbildung dargestellten Kurven sind mit einem klassischen Densitometer gewonnen worden: Kurve 1 ist die mit weißem, Kurve 2 die mit orangem Licht ermittelte Kurve. Hieraus folgt, daß man je nach Farbe und Sättigung des Meßlichts verschiedene charakteristische Kurven bekommt.

Mit einem monochromatischen Bündel der Wellenlänge λ_1 als Meßlicht hat die densitometrische Kurve tatsächlich eine steile Gradation. Für die Wellenlänge λ_2 ist die Gradation entsprechend flacher. Ist das für die Messung verwendete Licht weiß, findet man eine mittlere Gradation.

Man erkennt leicht, daß dieser Film eine unbegrenzte Zahl von charakteristischen Kurven hat, die entsprechend der Farbe des Meßlichts verschieden sind.

3.3.4 Die Beziehung zwischen der Form der charakteristischen Kurve, der spektralen Zusammensetzung des Meßlichts und der

Empfindlichkeit der Photozelle kann man in der folgenden mathematischen Formel ausdrücken, die die Dichte an jeder einzelnen Stufe der Skala angibt: (11)

$$D = - \log_{10} \left[T(\lambda) \cdot S(\lambda) \cdot \int I(\lambda) d\lambda \right]$$

wobei $T(\lambda)$ die spektrale Durchlässigkeit der jeweiligen Stufe

$I(\lambda)$ die spektrale Intensitätsverteilung des Lichts

$S(\lambda)$ die spektrale Empfindlichkeit der Photozelle bedeutet, und das Integral sich auf das gesamte Spektrum erstreckt.

An diesen Kurven könnte man, wenn man $\Delta D_{\min}$ im blauen Bereich des Spektrums kennen würde, sog. "Wahrnehmbarkeitskurven" ablesen.

3.3.5 Nach Untersuchungen von Farbdigrammen, wie sie in der Colorimetrie üblich sind (McADAM, (19) und STILES, (20)) soll die Wahrnehmbarkeit von Farbunterschieden im blauen Bereich zwar am größten sein, diese Ergebnisse beziehen sich jedoch auf ein und dieselbe Helligkeit, während die Werte beim Medichrome-Film sowohl in Bezug auf die Farbsättigung als auch auf die Helligkeit unterschiedlich sind, wodurch sie hier auf keinen Fall brauchbar sind.

Am besten kann man die Situation noch in einem Diagramm darstellen, das die Beziehung zwischen Helligkeit (L) und Sättigung (%) für den Medichrome-Film angibt.

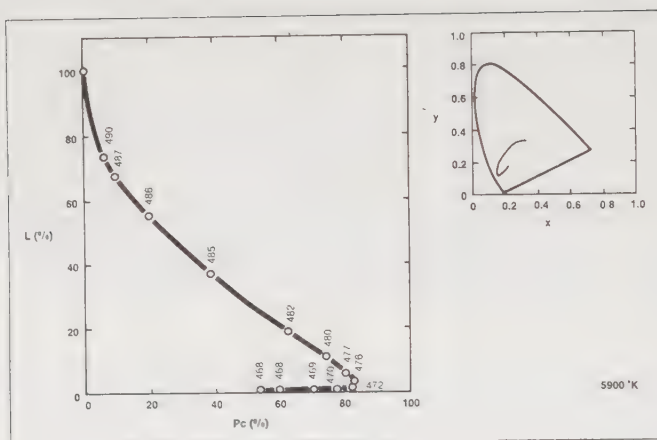


Abb. 5 - Diagramm Helligkeit (L) / Sättigung (%) für den Medichrome-Film.

Bei zunehmender Belichtung verläuft der Bildpunkt beim Medichrome-Film auf einer fallenden Kurve, beim Schwarzweiß-Röntgenfilm auf einer vertikalen Geraden.

Da diese Methoden aber alle nicht weiterführen, solange man die Werte von $(\Delta D)_{\min}$ im blauen Bereich des Spektrums nicht kennt, hat man psychometrische Untersuchungen mit dem Film selbst unter normalen Röntgenfilm-Betrachtungsbedingungen durchgeführt.

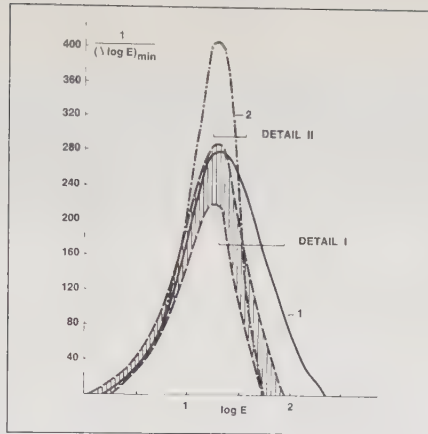


Abb. 6 - Wahrnehmbarkeitskurven für Medichrome-Film bei weißem Licht (Kurve 1) und orangefarbigem Licht (Kurve 2), während die Kurven für die klassischen Schwarzweiß-Röntgenfilme das schraffierte Gebiet formen.

3.3.6 Die obige Abbildung zeigt die Wahrnehmbarkeitskurven eines Medichrome-Films bei weißem Licht (Kurve 1) und bei orangem Licht (Kurve 2) sowie eine schraffierte Fläche, die den Bereich der Wahrnehmbarkeitskurven der klassischen Schwarzweiß-Röntgenfilme darstellt. Wie man sieht, ist die unter der Kurve gelegene Fläche des Medichrome-Films bei weißem Licht sehr groß.

3.3.7 Im Vergleich zum klassischen Schwarzweiß-Röntgenfilm zeigt der Medichrome-Film einen bedeutenden Gewinn an Wahrnehmbarkeit. Die Erklärung für diese erhöhte Ausbeute ist nicht bekannt. Der Gewinn kann durch eine erhöhte Wahrnehmbarkeit im blauen Bereich und/oder durch die geringe Körnigkeit des Films bedingt sein. Es ist selbstverständlich, daß die geringere Körnigkeit eines Films für die Wahrnehmung sowohl großer als auch kleiner Details erhebliche Vorteile bie-

tet, da die Zeichenschärfe die durch die Modulationsübertragungsfunktion und das Wiener-Spektrum ausgedrückt wird, erheblich verbessert wird. Es ist die Frage, ob für die Wahrnehmung der kleinen Details die blaue Farbe Vorteil bringt.

3.4 Die Verarbeitung des Medichrome-Films

Die Entwicklung erfolgt mit einem Spezialentwickler (G 41), bei dem eine Entwicklungszeit von 4 Minuten genau eingehalten werden muß, ebenso wie die Entwicklungstemperatur von 22° C. Die Fixierung, Wässerung und Trocknung erfolgt in gewohnter Weise.

Die Entwicklungszeit sowie die Konzentration und Temperatur erweisen sich kritischer als beim Schwarzweiß-Film. Eine automatische Verarbeitung ist daher wünschenswert (G 40, 3,5-Minuten-Prozeß).

Es konnte festgestellt werden, daß innerhalb eines homogen bestrahlten bzw. belichteten Bereichs weniger Inhomogenitäten der Dichte bzw. des Blautones zu beobachten sind, als Inhomogenitäten der Schwärzung auf einem Schwarzweiß-Film. Ob dies ausschließlich auf die Entwicklung zurückzuführen ist oder aber z. T. auf Filmeigenschaften beruht, ist noch nicht entschieden. (L. WIDENMANN) (15)

Dadurch treten allerdings echte Filmfehler wie Fingerabdrücke, Folienflecke usw. auf dem Medichrome-Film stärker in Erscheinung.

Zusammenfassend läßt sich sagen:

Faßt man von vorneherein eine maschinelle Entwicklung ins Auge, ein Verfahren also, das dem momentanen Stand der Technik entspricht, so sind die Ansprüche an die Verarbeitung

nicht höher als beim Schwarzweiß-Film. Einen Nachteil stellt allerdings die längere Verarbeitungszeit dar, denn wie sich Institute, die seit längerer Zeit eine 90 Sekunden-Verarbeitung gewöhnt sind, zu einer 3,5 Minuten-Verarbeitung stellen werden, ist zumindest problematisch.

Über die Konstanz der Verarbeitung, die ja auch ein sehr wichtiger Faktor ist, läßt der augenblickliche Stand der Praxis noch kein endgültiges Urteil zu.

Dasselbe gilt für die Konstanz der Empfindlichkeit des Films.

4 EIGENE UNTERSUCHUNGEN

4.1 Methodik

In der Zeit vom Oktober 1971 bis April 1972 wurden in der Röntgenabteilung der II. Medizinischen Klinik der Universität München (Direktor: Prof. Dr. E. BUCHBORN; Leitender Arzt der Röntgenabteilung Akad. Dir. Dr. J. KLEMM) folgende Untersuchung durchgeführt:

Von 480 Vergleichsserien Schwarzweiß-Film-Medichrome wurden insgesamt 193 Vergleichsbilderpaare einer multifaktoriellen Analyse unterworfen.

4.1.1 Die Medichrome-Vergleichsserie setzte sich zusammen aus:

Diversen Thorax Aufnahmen	44
Weichteil Aufnahmen	23
Knochen und Gelenk Aufnahmen	48
Aufn. mit positiven Kontrastdarstellungen	78
Summe	193

Ziel der Serie ist es, durch weitere Betrachter am gleichen Material, bei gleichem methodischem Vorgehen ein objektives Urteil zu gewinnen. Die Serie ist betreffs der multipersonellen Auswertung noch nicht abgeschlossen.

4.1.2 Die einzelnen Gruppen gliederten sich weiter auf in:

<u>Diverse Thoraxaufnahmen</u>	Thorax Weichteile	15
	Hiliäre Struktur	5
	Herzweichteile	4
	Trachea und große Gefäße	17
	Mamma Weichteile	3
Thoraxaufnahmen gesamt		44
<u>Weichteile:</u>	Weichteile Schädel	7
	WT Wirbelsäule und	13
	Extremitäten	
	WT Abdomen	3
Weichteileaufnahmen ohne Pulmo		23
Aufnahmen zur Beurteilung der <u>Knochenstruktur</u> :	Skelett Schädel	12
	Wirbelsäule	20
	Skelett Thorax	6
		39
<u>Gelenkaufnahmen:</u>		9
Knochen- und Gelenkaufnahmen		48
<u>Positive Kontrastaufnahmen:</u>	Relief Verdauungstrakt	33
	Vollfüllung oberer	5
	Verdauungstrakt	
	Niere Kontrast	20
	Hohlräume Kontrast	1
	Gefäße	8
	Gallenbl. + duct. chol.	11
Kontrastdarstellungen ges.		78
Insgesamt ausgewertete Einzelobjekte		193

4.2 Sämtliche Bildpaare wurden von dem selben Arbeitsteam nach folgenden Gesichtspunkten beurteilt.

1. Gesamteindruck
2. Detailerkennbarkeit
3. Knochenstruktur-Erkennbarkeit
4. Weichteil-Erkennbarkeit
5. Körnigkeit
6. Artefakte und Bildfehler

Für die Beurteilung der einzelnen Vergleichspunkte wurde ein Notensystem entworfen, in dem eine niedere Note einer schlechteren, eine höhere Note einer besseren Beurteilung gleichkam. Am Ende der Auswertung wurden diese Punktbewertungen über Lochkarten in eine Datenverarbeitungsanlage eingegeben und vergleichsstatistisch für schw/w und Medichrome analysiert.

Im Einzelnen sahen die Bewertungsschemata aus wie folgt:

4.2.1 Zuerst betrachteten wir das Gesamtbild in Hinblick auf seinen Gesamteindruck.

Das Bewertungsschema:

- 1 - Ungenügende Belichtung
Hierunter verstanden wir ein Bild, das nicht ausreichend beurteilbar ist
- 2 - Unterbelichtet aber ausreichend beurteilbar
- 3 - Überbelichtet aber ausreichend beurteilbar
- 4 - Gute Belichtung mit geringer Einschränkung
- 5 - Optimale Belichtung

4.2.2 Wir sind bei der Beurteilung der Bilder zum Teil von dem Gesamtbild, in der Mehrzahl der Fälle jedoch von einem

Bildausschnitt ausgegangen. Dazu wurde die Gesamtbildfläche durch Masken abgedeckt, die mit sieben verschiedenen Ausschnittgrößen versehen waren.

Die Masken wurden numeriert und auf dem Film wurden Anlagpunkte markiert, damit weitere Auswerter die gleiche Bildfläche analysieren können.

Von einzelnen Bildpaaren wurden mehrere Bildausschnitte eingehend analysiert, wobei die verschiedenen Maskenanlagpunkte dann verschiedenfarbig markiert wurden.

Die Größe der Auswerteflächen und die Häufigkeit ihrer Anwendung in % zeigt Tabelle 1:

N	Fläche in cm ²
13	9
23	30
8	36
75	50
63	100
5	120
6	225
Σ 193	

4.2.3 Nach der Übersichtsbetrachtung und der Abdeckung des übrigen Bildes wurde nun das diagnosewichtige Detail näher analysiert auf seine Detailerkennbarkeit geprüft.

Was man in der Röntgenologie unter Detail versteht, nach L. WIDENMANN möchte ich vorausschicken: (13)

Unter Detail versteht man in der Röntgenologie bestimmte bekannte Objektstrukturen, die der Betrachter als Einzelheiten - Bilddetails - wiedererkennt, wobei er sein Interesse vor allem denen zuwendet, die diagnosewichtig sind.

Das Bewertungsschema:

- | | |
|-------------------|--|
| 1 - ungenügend | - nur wenige Details erkennbar |
| 2 - genügend | - 50 % der Details erkennbar |
| 3 - gut | - 75 % der Details abgrenzbar |
| 4 - sehr gut | - 100 % der Details abgrenzbar |
| 5 - ausgezeichnet | - 100 % der Details gut abgrenzbar |
| 6 - optimal | - 100 % der Details in allen Einzelheiten optimal abgrenzbar und durchgezeichnet |

4.2.4 Die Detailerkennbarkeit am Knochen wurde gemäß nachfolgendem Schema beurteilt:

Knochenstrukturerkennbarkeit:

Das Bewertungsschema:

- | |
|--|
| 1 - Äußere Konturen teilweise erkennbar |
| 2 - Äußere Konturen alle erkennbar |
| 3 - Äußere Konturen und Struktur teilweise sichtbar |
| 4 - Konturen und Struktur komplett erkennbar |
| 5 - Konturen und Struktur optimal erkennbar |
| 6 - Konturen und Struktur optimal; zusätzlich Weichteile erkennbar |

4.2.5 Im weiteren wurde die Erkennbarkeit der Weichteilstruktur nach folgendem Bewertungsschema untersucht:

- 1 - Konturen teilweise erkennbar
- 2 - Konturen sämtlich erkennbar
- 3 - Konturen und Struktur und Einzelheiten von 3 cm Größe erkennbar
- 4 - Konturen und Struktur und Einzelheiten von 1 cm Größe erkennbar
- 5 - Konturen und Struktur und Einzelheiten unter 1 cm Größe erkennbar
- 6 - Konturen und Weichteile und Knochen optimal erkennbar

4.2.6 Das Bewertungsschema für die Körnigkeit beinhaltet:

- 1 - stark körniger Film
- 2 - keine gravierende Körnigkeit
- 3 - Körnigkeit gerade noch erkennbar

4.2.7 Artefakte und Bildfehler wurden entsprechend den nachfolgenden Gesichtspunkten beurteilt:

- 1 - stark fleckiger Film
- 2 - vereinzelt Artefakte
- 3 - keine Artefakte

4.3 Betrachtung und Auswertung

Bei dem Vergleich wurde so vorgegangen, daß das schw/w Bild vor einem konventionellen Schaukasten, das Medichrome-

bild vor einem speziellen Schaukasten mit variablem Farb- und Lichtspektrum betrachtet werden konnte. Die Skala der verschiedenen Helligkeitsstufen für Weißlicht reicht von 0 bis 6. Die Skala für Farblicht von Weiß über Gelb zu Orange ebenfalls in den Stufen von 0 bis 6.

4.3.1 Die Häufigkeit der Filterverstellung zur Erreichung einer optimalen Detailerkennbarkeit in % für die einzelnen Einstellungsstufen zeigt Tabelle 2:

0	1	2	3	4	5	6	Stufe
14	20	11	12	9	16	17	%

4.3.2 Die Häufigkeit der stufenweise einstellbaren Helligkeiten zeigt die folgende Tabelle 3:

0	1	2	3	4	5	6	Stufe
6	11	9	12	9	8	45	%

Beides, Filter und Helligkeit wurden in 37 % der Fälle korrigiert.

Diese Filterbetrachtung ist verständlicherweise für den Routinebetrieb zeitaufwendig.

4.4 Vergleich der zur Herstellung der Bildpaare erforderlichen Belichtungsintensität:

Um die geringere Empfindlichkeit des Medichrome-Films beurteilen zu können, haben wir für jedes Bildpaar einen Fak-

tor errechnet, der der erforderlichen Strahlendosis adäquat ist. Dazu wurde das Produkt aus der Anzahl Kilovolt multipliziert mit der Belichtungszeit. Das mAssec Produkt wurde aus methodischen Gründen außer acht gelassen.

Anschließend wurde die Differenz aus dem

Produkt $(kV \times t)_{\text{blau}}$ - Produkt $(kV \times t)_{\text{schw/w}}$ gebildet,

und die Differenz in Prozent von dem Produkt $(kV \times t)$ berechnet. Diese Prozentzahl beinhaltet näherungsweise die Mehrbelichtung des Medichrome-Films gegenüber dem schw/w Film.

5 ERGEBNISSE

5.1 Bei der Beurteilung der Detailerkennbarkeit kamen wir zu folgenden Ergebnissen:

Tabelle 4:

Bildwichtiges Detail	Detailerkennbarkeit in %		
	Medichrome besser	schw/w besser	gleich gut
Knochen- struktur (n=39)	80	5	15
Weichteile ohne Pulmo (n=23)	87	9	4
Thorax (n=44)	84	14	2
pos. Kontrastdar- stellung (n=67)	75	6	19
spez:			
Galle und ductus choledochus (n=11)	64	11	27
Gelenke (n=9)	89	11	0

Eine graphische Abbildung dieser Ergebnisse befindet sich auf der nächsten Seite:

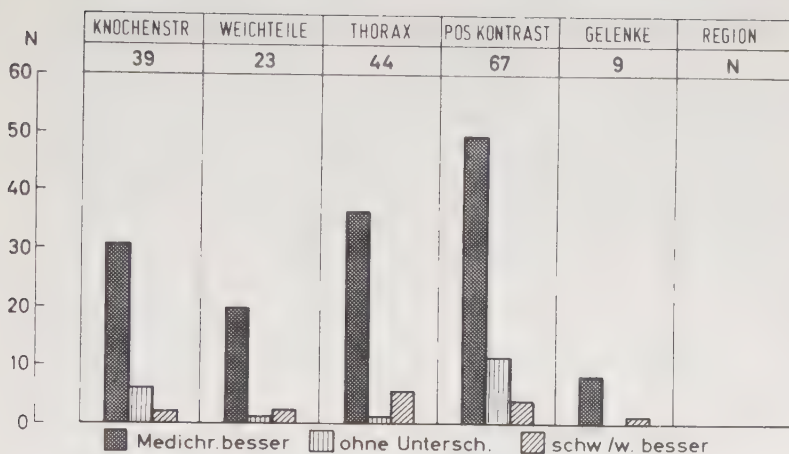


Abb. 7 - Vergleich der Detailerkennbarkeit Medichrome-schw/w. n = Anzahl der ermittelten Bilder

Aus der Tabelle wie aus der graphischen Abbildung ist ersichtlich, daß die Ergebnisse für alle Gewebearten und Regionen sehr zugunsten des Medichrome-Films ausfielen. In Prozent ausgedrückt war die Detailerkennbarkeit insgesamt in 79 % der Fälle bei Medichrome besser, in 9 % bei schw/w und in 12 % der Fälle wurde sie gleich beurteilt.

5.1.1 Bei der vergleichenden Analyse der Detailerkennbarkeit in % bei Knochenaufnahmen ließ sich ebenfalls eine Überlegenheit des Medichrome-Films verifizieren.

Tabelle 5:

	Medichrome	schw/w	gleich
Knochenstruktur	besser	besser	gut
gesamt (n=39)	85 %	10 %	5 %

Graphisch dargestellt:

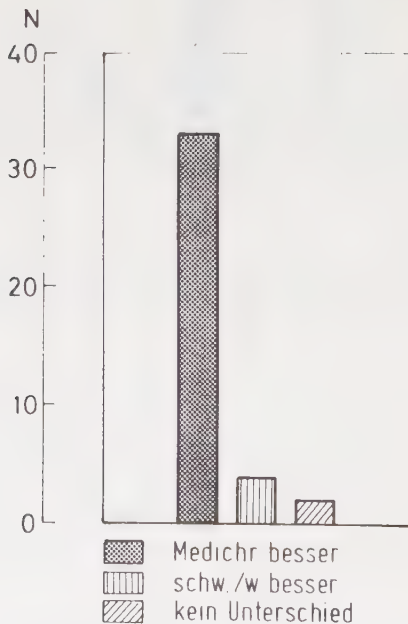


Abb. 8 - Vergleich der Detailerkennbarkeit in Bezug auf die Knochenstruktur zwischen Medichrome - und schw/w Film. n = Anzahl der ermittelten Bilder

Es ergab sich für den Medichrome-Film eine bessere Detailerkennbarkeit bei Knochenaufnahmen. Zahlenmäßig zeigt sich in 85 % der Fälle eine Überlegenheit des Medichrome-Films, gegenüber 10 % Überlegenheit des Schw/w Films. 5 % der Bilderpaare wurden gleich beurteilt.

5.1.2 Bei der vergleichenden Analyse der Detailerkennbarkeit in % bei Weichteilaufnahmen erhielten wir folgende Ergebnisse:

Tabelle 6:	Medichrome	schw/w	gleich
Objekt	besser	besser	gut
Weichteile ohne Pulmo (n=23)	100	0	0
Thorax gesamt (n=44)	84	14	2
Summe (n=67)	90	9	1

Graphisch dargestellt:

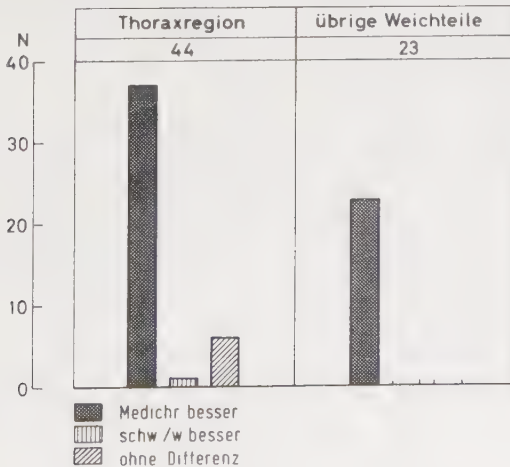


Abb. 9 - Vergleich der Detailerkennbarkeit an Weichteilaufnahmen. n = Anzahl der ermittelten Bilder

Die vergleichende Analyse der Detailerkennbarkeit an Weichteilaufnahmen zeigte eine Überlegenheit des Medichrome-Films in 90 % der Fälle, gegenüber 9 % für schw/w. 1 % der Fälle wurde gleich beurteilt

5.2 In Bezug auf Artefakte ergab sich folgende Häufigkeitsverteilung in %:

Medichrome-Film

Tabelle 7:

Stufe	1	2	3
n	5	32	63

Schw/w-Film

Stufe	1	2	3
n	0	9	91

Stufe 1 - stark fleckiger Film

Stufe 2 - vereinzelt Artefakte

Stufe 3 - keine Artefakte

In Bezug auf Artefakte ließ die Häufigkeitsstatistik erkennen, daß der Medichrome-Film für die Gruppe vereinzelte Artefakte bedeutend anfälliger war (32 : 9 %, das sind 63 : 17 von 193 ausgewerteten Fällen). Gegenüber dem schw/w-Film wurde auch ein verstärktes Auftreten stark fleckiger Filmstrukturen verzeichnet.

5.3 Die Körnigkeit (in %) beurteilten wir wie folgt:

Medichrome-Film

Tabelle 8:

Stufe	1	2	3
n	1	11	89

Schw/w-Film

Stufe	1	2	3
n	35	48	17

Stufe 1 - starke Körnigkeit

Stufe 2 - nicht gravierende Körnigkeit

Stufe 3 - gerade noch erkennbare Körnigkeit

Der Medichrome-Film verfügt über eine äußerst geringe Körnigkeit, wie sie Farbfilmen im allgemeinen eigen ist. Zahlenmäßig zeigt sich eine gerade noch erkennbare Körnigkeit in 89 % bei Medichrome gegenüber 17 % bei schw/w., während eine starke Körnigkeit nur in 1 % bei Medichrome, jedoch in 35 % bei schw/w zu verzeichnen war.

5.4 Belichtung

Um eine Aussage über die Empfindlichkeit des Medichrome-films zu treffen, haben wir die zur Herstellung optimaler Bilder notwendige Belichtungsintensität verglichen. Pro

Bildpaar wurde der Belichtungsindex durch Multiplikation der zur Aufnahme verwendeten Spannung (kV) mit der Belichtungszeit (msec) berechnet. Die Differenz zwischen Belichtungsindex Medichrome-Film und Belichtungsindex Schwarzweißfilm wurde anschließend gebildet und diese Differenz wurde in Prozent des Belichtungsindex schw/w ausgedrückt. Was wir als Ergebnis erhielten, war eine prozentuale Mehrbelichtung für den Medichrome-Film von 100 - 125 % in 80 von 193 Fällen (40 % der Fälle), eine Mehrbelichtung von über 125 % (bis 240 %) in 23 von 193 Fällen (11 %).

5.4.1 Häufigkeitsverteilung der Aufnahmespannung:

Tabelle 9:

kV-Bereich	Anzahl der schw/w Bilder in %	Anzahl der Medi- chromebilder in %
30 - 49	8	6
50 - 69	24	11
70 - 89	52	57
90 - 99	8	13
100 - 109	5	8
110 - 115	3	5

5.4.2 Häufigkeit der Belichtungszeiten in msec für schw/w und Medichrome in Prozent der ausgewerteten Fälle:

Tabelle 10:

msec	0-9	10-49	50-99	100-600
schw/w	34	44	12	10
Medichrome	35	23	29	13

Graphisch dargestellt:.

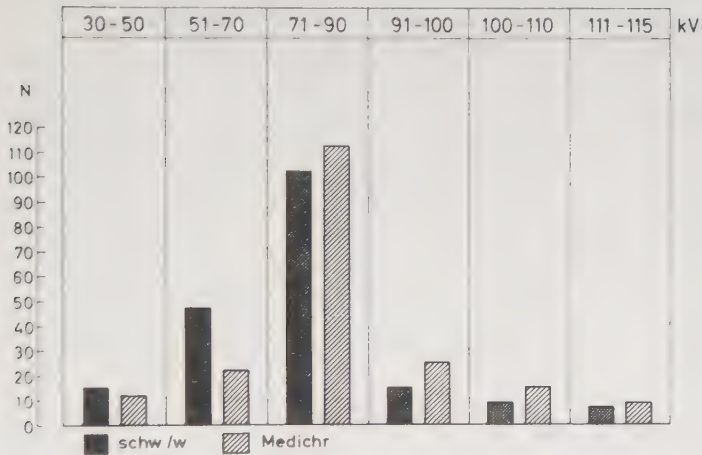


Abb. 10 - Häufigkeiten der kV-Bereiche für schw/w u. Medichrome

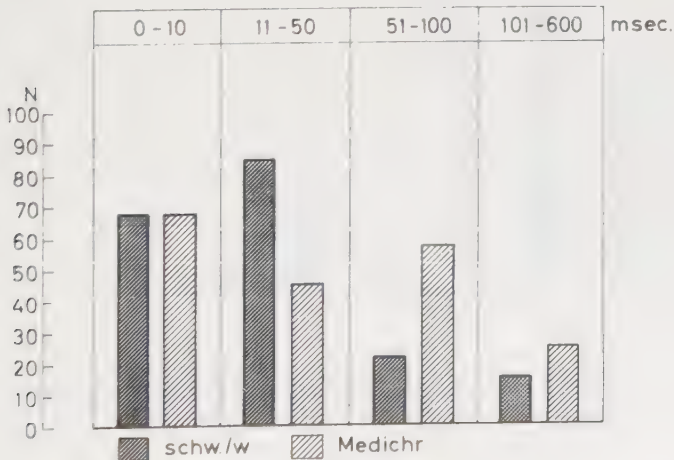


Abb. 11 - Häufigkeit der Belichtungszeiten in msec für schw/w und Medichrome

5.4.3 Häufigkeitsverteilung der prozentualen Differenz des Belichtungsindex (kV x msec) für Medichrome in Prozent des Belichtungsindex für den Schwarzweiß-Film:

Mehrbelichtung in %	n	n in %
0-0,9	1	1
1-49	42	21
50-99	54	28
100-124	74	38
125-149	5	2
150-200	15	8
201-240	3	2

Graphisch dargestellt:

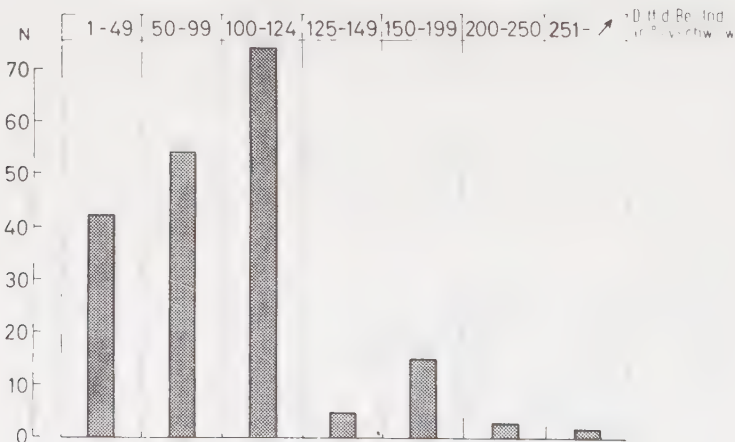


Abb. 12 - Häufigkeit der prozentualen Differenz des Belichtungsindex (Prod. kV * t) in % von Bel. Ind. schw/w.

Diese Werte sprechen für sich. Um also zu einer sicherlich in vielen Fällen aussagekräftigeren Aufnahme zu kommen, muß man in 100 % der ausgewerteten Fälle eine höhere Belichtung in Kauf nehmen und damit eine größere Strahlenbelastung. In 40 % der Fälle war die Belichtung sogar um 100 bis 125 % höher und in 11 % der Fälle mußte eine über 125 % liegende Mehrbelichtung in Kauf genommen werden.

6 DISKUSSION

Von 480 Vergleichsserien schw/w Film - Medichrome-Film wurden insgesamt 193 Vergleichsbilderpaare einer multifaktoriellen Analyse unterworfen. Ziel der Untersuchung war die zahlenmäßige Erfassung und Beurteilung einer postulierten verbesserten Detailerkennbarkeit, eines erhöhten Bildumfangs und einer dadurch vergrößerten Lesbarkeit der im Röntgenbild enthaltenen Information.

- 1) Die Vergleichsserie setzte sich zusammen aus Aufnahmen von Weichteilgewebe, diese wurden gegliedert in Aufnahmen der Thoraxregion und sonstige Weichteilaufnahmen. Bei den Thoraxaufnahmen wurde besonders die Darstellung der hiliären Strukturen, sowie die Darstellung der Herzweichteile, der Trachea und der großen Gefäße, sowie die Darstellung der mammae beurteilt. Die übrigen Weichteilaufnahmen waren Darstellungen der Schädelweichteile, Darstellungen der Weichteile an Wirbelsäulen- und Extremitätenaufnahmen, sowie an Aufnahmen des Abdomens.
- 2) Aus Aufnahmen des Knochens und Analyse der Knochenstruktur, insbesondere am Schädelskelett, an der Wirbelsäule und am Skelett des Thorax.
- 3) Gelenkaufnahmen der großen und kleinen Gelenke.
- 4) Der Untersuchung positiver Kontrastdarstellungen, insbesondere im Bereich des Verdauungstrakts, der Niere, der Gallenblase und des ductus choledochus, sowie an Angiographien, besonders der Extremitäten.

Die Analyse hat ergeben, daß der Medichrome-Film in Bezug auf die geforderten Punkte, die postulierte Überlegenheit zeigt.

6.1 Betrachtet man alle 193 Bildpaare, so ergibt sich folgende, über alle Arten von Gewebe verteilte Gesamtbeurteilung:

In 79 % der Fälle erhielt der Medichrome-Film eine bessere Beurteilung, in 9 % der Fälle war der schw/w Film überlegen und in 12 % der Fälle wurden beide Filme gleich bewertet.

Der Medichrome-Film ist durch seinen großen Belichtungsumfang ein Film mit erstaunlich großem Anwendungsbereich. Er ist eindeutig eine Konkurrenz für die übrigen Bemühungen um eine verbesserte Analyse der im Röntgenbild vorhandenen Strukturen, zu denen z. B. die Subtraktionstechnik speziell in der Angiographie, oder die Kinematographie bei schnell bewegten Objekten zählen, die aber immer mit einem bedeutend größeren technischen und auch arbeitsmäßigem Aufwand verbunden sind.

6.2 Bei Weichteilaufnahmen kommt die Überlegenheit des Medichrome-Films für den Betrachter besonders deutlich zur Darstellung. In der Gruppe spezielle Weichteilaufnahmen, die die Beurteilung der Weichteile im Bereich des Schädels, der Wirbelsäule, der Extremitäten und des Abdomens umfaßt, wurde der Medichrome-Film in 87 % als überlegen angesehen. Eine für schw/w und Medichrome gleichgute Beurteilbarkeit fand sich in 4 % der ausgewerteten Bildpaare.

In dieser Gruppe machte sich die Möglichkeit der Farblichtbetrachtung besonders positiv bemerkbar, da z. B. im Bereich der Wirbelsäule zugleich mit einer exquisiten Darstellung der paravertebralen Weichteilkonturen, besonders nach Filterregulierung, eine ausreichende, bis gute Beurteilbarkeit der Knochenstruktur zu erzielen war.

An den Extremitätenaufnahmen besteht gleichzeitig eine gute Beurteilbarkeit der Weichteile, bis in die Einzelheiten der

Muskulatur und besonders unter Filterbetrachtung auch eine eindeutigere Darstellung der Spongiosastruktur und kleinerer Knochenprozesse.

In der Gruppe Thoraxweichteile zeigt sich im Rahmen unserer Untersuchung zwar auch eine Überlegenheit des Medichromefilms, obwohl in diesem Bereich der sch/w Film besonders im Zusammenhang mit der Hartstrahltechnik eine zumindest gleichgute, wenn nicht bessere Beurteilung verdient. Zwar lassen sich durch Farbfilter besonders die hilären Strukturen besonders deutlich hervorheben, bringen aber im allgemeinen keinen besonderen Zuwachs an Information. Hingegen zeigen Mammaaufnahmen eine 100 %ige Überlegenheit des Medichrome-Films, da sich Gefäße und trabekuläre Strukturen inmitten dichter Gewebepartien leichter identifizieren lassen. Mikrocalzifizierungen können unter Farbfilterbenützung noch leichter aufgefunden werden. Betrachtet man alle Weichteilgruppen gemeinsam, so ist die prozentuale Verteilung wie folgt: Medichrome-Film-Überlegenheit in 90 %, sch/w Film-Überlegenheit in 9 % der Fälle, gleich beurteilt wurden 1 %.

6.3 Die Analyse der Knochenaufnahmen zeigte in 85 % gegenüber 10 % eine bessere Lesbarkeit der Farbaufnahmen. Gleich beurteilt wurden 5 % der Aufnahmen. Die Überlegenheit bezieht sich weniger auf die Darstellung der Spongiosastruktur. Hier sind beide Filme gleichwertig. Betrachtet man dagegen Objekte mit großem Bildumfang, wie z. B. das Becken, so bietet der Medichrome-Film neben den meist excellent dargestellten und bis in die Einzelheiten der Muskulatur erkennbaren Weichteile, eine bedeutend verbesserte Darstellung der Hüft- und Ileosacralgelenke, welche dadurch einer verbesserten Diagnostik zugeführt werden können. An den Beckenaufnahmen zeigt sich die gefälligere Ästhetik des

blauen Bildes und die Plastizität der Aufnahmen besonders deutlich.

An der Wirbelsäule bietet der Medichrome-Film eine bessere Beurteilbarkeit der paravertebralen Weichteilkonturen und der Intervertebralräume. Nach Filterregulierung ebenfalls eine suffiziente Betrachtung der Knochenstruktur. Besonders werden feine spondylotische Veränderungen, die prozessus spinosi und auch die kritische Region des cervico-thoracalen und des lumbo-sacralen Überganges besser beurteilbar.

An den Extremitätenknochen besteht gleichzeitig eine gute Beurteilbarkeit der Weichteile und besonders unter Filterbetrachtung auch eine eindeutigere Darstellung der kleinen Knochenprozesse.

Besonders eindrücklich ist die Darstellung des Schädels, besonders des Gesichtsschädels anhand des Medichrome-Films. Auch hier besticht wieder die gleichzeitige Darstellung des den Hirnschädel umgebenden Weichteilgewebes, zusammen mit Kalotte und wesentlich stärker transparentem Gesichtsschädel. Dieser ist durch den Medichrome-Film eindeutig einer besseren Analyse zugänglich.

6.4 Betrachtet man nun die Gelenke, so fiel unsere Beurteilung mit 89 % sehr eindeutig zugunsten des Medichrome-Films aus. In 11 % der Fälle wurde der schw/w Film besser beurteilt. Diese Zahlen kamen zustande, durch eine Analyse einer bestimmten Anzahl kleiner und großer Gelenke.

Die Schulter z. B. gibt wohl die deutlichste Darstellung der Überlegenheit des Medichrome-Films.

Weichteile und Knochen sind zugleich optimal beurteilbar. Das Ellenbogengelenk ist neben den Weichteilen bis in die kleinsten Details beurteilbar. Die Interphalangealgelenke stellen eine ideale Indikation für den Medichrome-Film dar, desgleichen Knie, Hüfte, Sprunggelenk und atlanto-occipitaler Übergang.

6.5 Die nächste Gruppe bilden die positiven Kontrastdarstellungen. Hier liegt die prozentuale Verteilung wie folgt: Überlegenheit des Medichrome-Films in 75 % der beurteilten Bildpaare, in 6 % der Fälle bessere Beurteilbarkeit der sch/w Aufnahmen und in 19 % gleiche Beurteilung beider Filme.

Eine Spezialserie die nur aus Gallenblasen- und ductus choledochus Aufnahmen besteht, zeigt eine gleich gute Beurteilung in 27 % der Fälle, wohingegen der Medichrome-Film in 64 % der Fälle überlegen war, der schw/w Film in 9 % der ausgewerteten Fälle.

Das bestechende an den Aufnahmen mit positiven Kontrastdarstellungen der Organe im Bauchraum war wiederum der große Bildumfang, der eine Analyse und Lokalisation pathologischer Befunde, wie z. B. Abflußstörungen verschiedener Genese erleichtert.

Die Lesbarkeit der Reliefdarstellung im oberen wie mittleren Verdauungstrakt war in unseren Augen zumindest gleichwertig, häufig besser.

Einen besonderen Zuwachs an Information bietet der Medichrome Film im Bereich der Angiographie und zwar sowohl im Thorako-abdominalen Raum, als auch bei Angiographien der Extremitäten und in der Hirnangiographie. Hierüber haben andere Autoren bereits berichtet. (21) (9) Im Rahmen der selektiven Organangiographie lassen sich bei Betrachtung mit weißem Licht im Blauspektrum alle großen Arterien gut analysieren, und durch die zusätzliche Kontrastanhebung mit Farblight bis in kleine arterielle Gefäßbereiche verfolgen. Da das Gesamtorgan durch den größeren Bildumfang (Niere, Leber, Milz, Darmabschnitte) in einer für die Befundinterpretation wesentlich günstigeren Form zur Abbildung kommt, ist insgesamt bei den Organangiographien ein Informationsgewinn zu verzeichnen.

In der Hirnangiographie bietet die gleichzeitige Darstellung der Hirngefäße, der den Hirnschädel umgebenden Weichteile und des Gesichtsschädels einen eindrucksvollen Informationszuwachs und eine Erweiterung der Analyse.

Im Bereich der Extremitäten ist an Händen und Füßen im Rahmen der Angiographie als auch ohne angiographische Darstellung eine Verbesserung der Diagnostik im Bereich der Weichteile zu verzeichnen. So zeigen Angiogramme der distalen Extremitätenteile eine gleichmäßig gute Darstellung in den dichteren Anteilen als auch im Bereich der Hand und Fingerkuppen bzw. Füße und Zehen, wobei auch die kleinsten Arterien und Querverbindungen im Bereich der Fingerbeere gut analysierbar sind.

6.6 Bei den einzelnen Objekten wurde darauf hingewiesen, daß zumindest ein Teil des Zuwachses an Information durch die Betrachtung des Films mit Licht verschiedener spektraler Zusammensetzung zustande kam. Wir haben einen Lichtkasten verwendet, der den Wechsel des Farbspektrums in der Stufe 1 - 6 von gelb bis rot und der Helligkeitsintensität ebenfalls in den Stufen 1 - 6 ermöglicht hat. Von der Möglichkeit der Filter- und Helligkeitsverstellung zur Erreichung einer optimalen Detailerkennbarkeit wurde in 37 % der Fälle Gebrauch gemacht.

Geht man davon aus, daß Stufe 6 die Norm ist, so wurde in 55 % die Helligkeit verändert und in 83 % wurde eine FarbfILTERmanipulation nötig. Es kann nicht ausgeschlossen werden, daß von beiden Möglichkeiten öfter als notwendig Gebrauch gemacht wurde, einfach dadurch, daß die Möglichkeit vorhanden war.

6.7 Im weiteren wurde der Film auf seine Eigenschaften in bezug auf Anfälligkeit für Filmfehler und Körnigkeit untersucht.

Der Film besitzt eine geringe Körnigkeit. Hierin, sowie in der glatten Filmoberfläche liegt ein Großteil der besseren Lesbarkeit des Films. In Zahlen ausgedrückt zeigt sich eine starke Körnigkeit nur in 1 % bei Medichrome gegenüber 35 % bei schwarz/weiß. Eine nicht gravierende Körnigkeit finden wir in 11 % bei Medichrome und in 48 % bei schwarz/weiß. Eine gerade noch erkennbare Körnigkeit ist bei Medichrome in 89 % der Fälle vorhanden, während nur 17 % des schwarz/weiß Films darüber verfügen.

6.7 Anders verhält es sich bezüglich der Anfälligkeit für Filmfehler. Hier zeigt die Häufigkeitsverteilung in 5 % der Fälle bei Medichrome einen stark fleckigen Film, beim schwarz/weiß Film trat so etwas in keinem Fall auf. Vereinzelte Artefakte fanden sich in 32 % bei Medichrome und in nur 9 % beim schwarz/weiß Film. Keine Artefakte waren in beiden Fällen in der überwiegenden Mehrzahl zu registrieren, aber nur in 63 % der Fälle bei Medichrome gegenüber bei 91 % der schwarz/weiß Aufnahmen.

6.8 Als nächsten Punkt haben wir die Empfindlichkeit des Medichrome-Films untersucht, da allgemein anerkannt ist, daß eine höhere Dosis zur Erhaltung einer optimalen Aufnahme erforderlich ist. Um dies zahlenmäßig zu untermauern, haben wir aus der zur Aufnahme erforderlichen Spannung (kV) und der Belichtungszeit (msec) durch Multiplikation einen Belichtungsindex berechnet. Die Differenz zwischen Belichtungsindex Medichrome-Film und Belichtungsindex Schwarz-Weiß-Film

wurde sodann in Prozent des Belichtungsindex des Schwarz-Weiß-Films ausgedrückt. Was wir als Ergebnis erhielten, war eine prozentuale Mehrbelichtung für den Medichrome-Film in 100 % der Fälle; in 40 % der Fälle eine Mehrbelichtung von 100 - 125 %; eine Mehrbelichtung von über 125 % (bis 240 %) erforderten 11 % der Aufnahmen.

Um in 79 % der Fälle aussagekräftigere Aufnahmen zu erlangen mußte in 100 % der Untersuchungen eine größere Strahlenbelastung in Kauf genommen werden. Diese Zahlen beziehen sich auf den "nicht p-Film". Die spätere p-Qualität setzt die erforderliche Dosis um 50 % herab. (13)

7 ZUSAMMENFASSUNG

Von 480 Vergleichsserien Schwarzweiß-Medichrome wurden insgesamt 193 Vergleichsbilderpaare einer multifaktoriellen Analyse unterworfen. Anhand dieser statistischen Auswertung konnte die bessere Detaildarstellung durch den Medichrome-Film zahlenmäßig dargestellt werden. Es wurde belegt, daß sich diese Überlegenheit auf die Detailerkennbarkeit an Knochen- und Weichteilgewebe erstreckt. Es wurde aufgezeigt, daß diese bessere Detailerkennbarkeit in 100 % der Fälle auf Kosten einer höheren Strahlenbelastung geht. Die prozentuale Mehrbelichtung betrug in 40 % der Fälle 100 - 125 %, in 11 % der Fälle sogar mehr als 125 %.

Es wurde dargelegt, daß der Medichrome-Film über eine bedeutend geringere Körnigkeit verfügt, dagegen aber eine bedeutend höhere Anfälligkeit für Artefakte und Filmfehler besitzt. Ebenso wurde auf den Vor- und Nachteil der nachträglichen Filtermanipulation und auf die längere Verarbeitungszeit des Medichrome-Films hingewiesen.

8 LITERATURVERZEICHNIS

1. Glocker, R.
E. Macherauch
Röntgen- und Kernphysik für
Mediziner und Biophysiker,
Georg Thieme Verlag (1965).
2. Regler, F.
Einführung in die Physik der
Röntgen- und Gammastrahlen,
Verlag Karl Thieme
S. 114 - 125 (1967).
3. Schoen, H.
Medizinische Röntgentechnik,
Georg Thieme Verlag, S. 371
(1958).
4. Schlungbaum, W.
Medizinische Strahlenkunde,
Walter de Gruyter und Co.
S. 186 (1970).
5. Handbuch der Medizinischen Radiologie Band 3
Allg. Röntgendiagnostische Methodik, Springer Verlag S. 31
(1967).
6. Cahoon, J. B. Jr.
Formulating X-Ray Techniques,
Duke University Press, N. C.
(1965).
7. Meschan, I.
R. M. F. Farrer-Meschan
H. Peisker
Synopsis der Röntgendiagnostik,
Medica Verlag (1970).
8. Stieve, F. E.
Bildgüte in der Radiologie,
Symposium am 1. und 2. Oktober,
Herrenchiemsee, Gustav Fischer
Verlag (1966).
9. Zeitler, E.
H. G. Hüring
Das Medichrome-Verfahren in der
Röntgenaufnahme-technik, Fort-
schr. Röntgenstr. 116,3 (1972)
402 - 415.

10. Pricee, J. L.
P. D. Butler
Mammographie auf Medichrome-Film, Röntgen Nr. 19 (1971)
1 - 8, Agfa-Gevaert.

11. De Belder, M
R. Bollen
Medichrome, Aus den Agfa-Gevaert Forschungslaboratorien.

12. De Belder, M.
R. Bollen
R. Duville
A New Approach to the Evaluation of Radiographic Systems, the Journal of Photographic Science, Vol. 19 (1971) 1 - 8, Agfa-Gefaert.

13. Klemm, J.
Klinische Aspekte der Röntgenaufnahmen von Knochen und Gelenken mit Medichrome-Film, Symposium Medichrome-Film Interlaken (1972).

14. Stieve, F. E.
Detailerkennbarkeit, Auflösungsvermögen und Farbkontrast bei Schwarz/Weiß- und Medichrome-Filmen aus medizinischer Sicht. Symposium Medichrome-Film Interlaken (1972).

15. Widenmann, L.
Aufnahmetechnik, Symposium Medichrome-Film Interlaken (1972).

16. Bories, J.
Perspectives ouvertes par le Film Medichrome, Radiology 13 (1970) 857.

17. Schlunbaum, W.
Medizinische Strahlenkunde, Walter de Gruyter und Co., S. 176 (1970).

18. Kanamori
Acta Radiol. Diagn. Vol 4, 463 (1966).

19. McAdam, D. L. J. Opt. Soc. Am. 32, 247 (1942)
20. Stiles, W. Proc. Phys. Soc. London, 58,
41 (1946).
21. Decker, K. Medichrome in der Neuroradio-
logie. Röntgen (1971).

LEBENS LAUF

Geboren am 17. 12 1947 in Nagold, Baden Württemberg

1954 - 1958 Volksschule in Nagold

1958 - 1966 Mathematisch-naturwissenschaftliches Gymnasium
in Nagold

Frühjahr 1967 Beginn des Medizinstudiums in München

Herbst 1968 Vorphysikum in München

Frühjahr 1970 Physikum in München

Juli 1973 Staatsexamen in München

Vom 15. 10. 1973 bis 30. 6. 1974 Assistentin an der chirurgischen Universitätsklinik B des Kantonspitals Zürich,
Schweiz. (Anerkennung als Medizinalassistentenzeit 8 Monate).

